

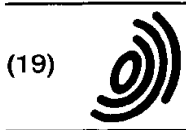
Means and method for continuously monitoring an extracorporeal blood treatment

Patent Number: EP0911044
Publication date: 1999-04-28
Inventor(s): SPICKERMANN REINER (DE)
Applicant(s): FRESENIUS MEDICAL CARE DE GMBH (DE)
Requested Patent: ☐ EP0911044
Application Number: EP19980119568 19981016
Priority Number(s): DE19971046377 19971021
IPC Classification: A61M1/36; A61B5/0285
EC Classification: A61B5/0285, A61M1/36C5
Equivalents: ☐ DE19746377, ☐ JP11216180

Abstract

The method involves measuring the blood pressure or a correlated parameter of a patient and comparing it with a threshold value. If the measured blood pressure or a relative change in it falls below the threshold, an activation/deactivation signal is generated to initiate an interruption of the blood treatment process. An Independent claim is also given for a blood processing apparatus.

Data supplied from the esp@cenet database - I2



Europäisches Patentamt

(19)

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 0 911 044 A1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
28.04.1999 Patentblatt 1999/17

(51) Int. Cl.⁶: A61M 1/36, A61B 5/0285

(21) Anmeldenummer: 98119568.8

(22) Anmeldetag: 16.10.1998

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL LT LV MK RO SI

(72) Erfinder: Spickermann, Reiner
97535 Wasserlosen/Burghausen (DE)

(74) Vertreter:
Luderschmidt, Schüler & Partner GbR
Patentanwälte,
John-F.-Kennedy-Strasse 4
65189 Wiesbaden (DE)

(30) Priorität: 21.10.1997 DE 19746377

(71) Anmelder:
Fresenius Medical Care Deutschland GmbH
61350 Bad Homburg v.d.H. (DE)

(54) Verfahren und Vorrichtung zur kontinuierlichen Überwachung einer extrakorporalen Blutbehandlung

(57) Bei einem Verfahren und einer Vorrichtung zur kontinuierlichen, nichtinvasiven Überwachung einer extrakorporalen Blutbehandlung wird der Blutdruck oder eine mit ihm korrelierende Größe des Patienten gemessen und mit einem vorgegebenen Grenzwert verglichen. Fällt der gemessene Blutdruck oder seine relative Änderung unter den vorgegebenen Grenzwert ab, wird ein Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt, um einen Eingriff in den Behandlungsablauf einzuleiten. Hierzu verfügt die Blutbehandlungsvorrichtung über eine Steuereinheit (22). Die kontinuierliche,

nichtinvasive Messung des Blutdrucks beruht auf der Erfassung der Ausbreitungsgeschwindigkeit bzw. der Laufzeit der sich über das arterielle Gefäßsystem des Patienten fortpflanzenden Pulswellen, die durch dessen Herzkontraktionen erzeugt werden. Zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit bzw. -laufzeit verfügt die Blutbehandlungsvorrichtung über einen Elektrokardiographen (45) und eine Einrichtung (29) zur Detektion der Pulswellen an einer vom Herzen des Patienten entfernten Stelle.

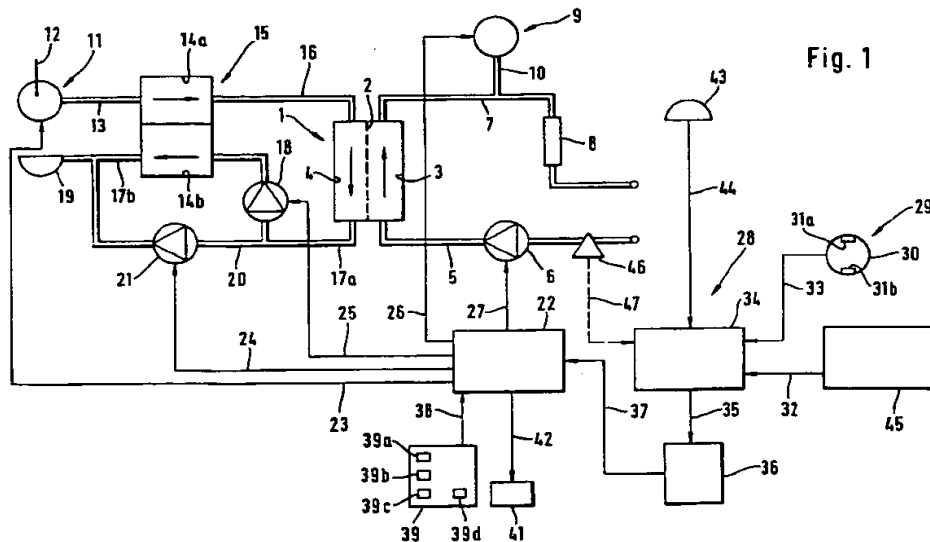


Fig. 1

EP 0 911 044 A1

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur kontinuierlichen Überwachung einer extrakorporalen Blutbehandlung, insbesondere ein Verfahren, bei dem Blut in einem extrakorporalen Kreislauf eine Blutkammer eines durch eine semipermeable Membran in die Blutkammer und eine Dialysierflüssigkeitskammer bzw. Hämofiltrationskammer unterteilten Dialysators bzw. Hämofilters durchströmt. Darüberhinaus bezieht sich die Erfindung auf eine Vorrichtung zur extrakorporalen Blutbehandlung mit einer Einrichtung zur kontinuierlichen Überwachung der extrakorporalen Blutbehandlung.

[0002] Akute Notfälle während der Dialyse verlangen nach sofortigem Handeln. Sie können blutbehandlungsunabhängig aber auch bedingt durch die Blutbehandlung selbst auftreten. Eine Hauptkomplikation während der Dialysebehandlung und/oder der Hämofiltration stellt der Abfall des Blutdrucks dar. Die häufigste Ursache für einen derartigen Zwischenfall ist eine Hypovolämie in Folge eines zu intensiven Flüssigkeitsentzuges. Andere Ursachen sind in Konzentrationsveränderungen, Temperaturveränderungen oder auch in Bioinkompatibilitätsreaktionen zu suchen (Journal für das Nephrologische Team 3-1996-S. 113).

[0003] Es sind Hämodialysegeräte bekannt, die über einen Einschub verfügen, der die indirekte Messung des systolischen und diastolischen Blutdrucks des Patienten erlaubt. Es handelt sich dabei um ein konventionelles Blutdruckmeßgerät mit einer aufblasbaren Gummimanschette, die mit einem Manometer verbunden ist. Zur Messung des systolischen Blutdrucks wird der Manschettendruck langsam erhöht, bis der Puls nicht mehr zu tasten ist. Wird der Manschettendruck daraufhin langsam erniedrigt, bis der erste Pulsschlag tastbar ist, kann der systolische Druck gemessen werden. Fällt der Manschettendruck gerade unter den systolischen Blutdruck, so treten pulssynchrone Gefäßgeräusche auf, die bei weiterem Ablassen des Manschettendrucks nicht mehr hörbar sind, wenn der diastolische Druck erreicht ist. Die Messung erfolgt vollautomatisch mit einem akustischen Sensor, einem Drucksensor und einer elektrischen Luftpumpe zum Aufblasen der Manschette. Nachteilig ist, daß der Blutdruck bei den bekannten Dialysegeräten mit dem konventionellen Blutdruckmeßgerät nur in bestimmten Zeitabständen überwacht wird. Zwischen zwei Messungen liegt im allgemeinen ein Zeitraum von ca. 10 bis 15 Minuten. Kürzere Zeitabstände im Minutenbereich sind zwar möglich, doch wäre dies für den Patienten während einer Hämodialysebehandlung mit einer üblichen Dauer von mehreren Stunden nicht zumutbar. Innerhalb dieses Zeitraums können Anzeichen eines Kreislaufproblems unerkannt bleiben, die darauffolgende Messung dagegen zur Einleitung einer entsprechenden Gegenreaktion zu spät sein, um die Behandlung ohne Unterbrechung fortführen zu können.

[0004] Zur kontinuierlichen, nichtinvasiven Überwa-

chung von Änderungen des Blutdrucks ist ein Verfahren bekannt, das auf der Analyse der Pulswellenlaufzeit beruht (Psychophysiology, 1976, Vol. 13, No. 1). Bei dem bekannten Verfahren wird von der Laufzeit, die eine durch Herzkontraktion erzeugte Welle braucht, bis sie eine bestimmte Stelle des Körpers erreicht, auf die Höhe des Blutdrucks geschlossen. Verschiedene Untersuchungen bestätigen, daß zwischen der Pulswellenlaufzeit und dem systolischen und diastolischen bzw. mittleren Blutdruck ein annähernd linearer Zusammenhang besteht.

[0005] Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur kontinuierlichen Überwachung einer extrakorporalen Blutbehandlung anzugeben, das die Gefahr des Auftretens von Komplikationen aufgrund eines Blutdruckabfalls während der Blutbehandlung verringert. Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt erfindungsgemäß mit den im Patentanspruch 1 angegebenen Merkmalen.

[0006] Eine weitere Aufgabe der Erfindung liegt darin, eine Vorrichtung zur extrakorporalen Blutbehandlung zu schaffen, bei der die Gefahr des Auftretens von Komplikationen auf Grund eines Blutdruckabfalls während der Blutbehandlung verringert ist. Die Lösung dieser Aufgabe erfolgt erfindungsgemäß mit den Merkmalen des Patentanspruchs 9.

[0007] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren bzw. der erfindungsgemäßen Vorrichtung wird der Blutdruck oder eine mit dem Blutdruck des Patienten korrelierende Größe während der Blutbehandlung kontinuierlich überwacht. Fällt der gemessene Wert stark ab, wird ein Steuersignal zur Einleitung eines Eingriffs in den Behandlungsablauf erzeugt, um dem Blutdruckabfall entgegenwirken zu können. Da die Messung kontinuierlich erfolgt, kann ein Blutdruckabfall sofort erkannt und diesem sofort entgegengewirkt werden.

[0008] Die kontinuierliche, nichtinvasive Messung des Blutdrucks beruht auf der Erfassung der Ausbreitungsgeschwindigkeit der sich über das arterielle Gefäßsystem des Patienten fortpflanzenden Pulswellen, die durch dessen Herzkontraktionen erzeugt werden. Anstelle der Ausbreitungsgeschwindigkeit kann auch die Laufzeit der Pulswellen über eine Strecke des Gefäßsystems mit einer vorgegebenen Länge bestimmt werden.

[0009] Von Vorteil ist, daß die Überwachung der Blutbehandlung vom Patienten nicht bemerkt wird, zumal eine umständliche Messung des Blutdrucks in bestimmten Zeitabständen mittels einer aufblasbaren Gummimanschette nicht erforderlich ist.

[0010] Unter Blutbehandlungseinrichtungen werden alle Einrichtungen verstanden, in denen Blut eines Patienten oder Spenders in einem extrakorporalen Kreislauf einer bestimmten Behandlung unterzogen wird. Zur den Blutbehandlungseinrichtungen zählen nicht nur Einrichtungen zur Hämodialyse oder -filtration, sondern auch die bekannten Zellseparatoren, in denen das Blut eines Spenders einer Zentrifugation unterworfen und in

seine Bestandteile getrennt wird.

[0011] Zur kontinuierlichen Messung des Blutdrucks wird vorzugsweise die Pulswellenlaufzeit bestimmt. Die Mittel zum Bestimmen der Pulswellenlaufzeit umfassen eine Einrichtung zur Ermittlung eines Elektrokardiogramms und eine Einrichtung zur Detektion der Puls-
wellen an einer vom Herz des Patienten entfernten
Stelle, insbesondere einer Fingerkuppe oder auch den
Ohrfläppchen, sowie eine Einrichtung zum Bestimmen
der Zeit zwischen dem Zeitpunkt, zu dem die so-
genannte R-Zacke (maximale Kammerdepolarisation) im
Elektrokardiogramm auftritt und dem Zeitpunkt, zu dem
die Pulsweite an der Körperstelle des Patienten detek-
tiert wird, die auf die Herzkontraktion zurückzuführen
ist. In einer besonders vorteilhaften Ausführungsform
kann als Einrichtung zur Detektion der Pulswellen auch
der ohnehin in den bekannten Blutbehandlungsvorrich-
tungen vorhandene arterielle Drucksensor des extra-
korporalen Blutkreislaufes verwendet werden.

[0012] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren bzw.
der Vorrichtung wird von der Pulswellenlaufzeit auf den
Blutdruck geschlossen. Die Mittel zum Bestimmen des
Blutdrucks oder einer mit dem Blutdruck korrelierenden
Größe umfassen eine Recheneinheit, in der aus der
Pulswellenlaufzeit der Blutdruck auf der Grundlage
eines linearen Zusammenhangs berechnet wird. Für die
relative Überwachung des Blutdrucks ist es ausrei-
chend, eine mit dem Blutdruck korrelierende Größe, wie
z.B. die Pulswellenlaufzeit, zu bestimmen. Wenn jedoch
absolute Blutdruckwerte gemessen werden sollen,
kann eine Kalibrierung mit einem bekannten Blutdruck-
meßgerät vorgenommen werden.

[0013] Für den Fall, daß der gemessene Blutdruck
unter einen vorgegebenen Grenzwert abfällt oder eine
zu große Änderung des relativen Blutdrucks erfolgt,
wird ein Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal
erzeugt, um einen Eingriff in den Behandlungsablauf
einzuleiten. Hierzu verfügt die Blutbehandlungsvorrich-
tung über eine Steuereinheit.

[0014] Bei einer bevorzugten Ausführungsform der
Blutbehandlungsvorrichtung ist eine Einrichtung zur
Applikation eines Bolus, insbesondere einer vorbe-
stimmten Menge einer NaCl-Lösung, in den extrakorpo-
ralen Blutkreislauf vorgesehen, die von der
Steuereinheit dann aktiviert wird, wenn das Aktivie-
rungs- bzw. Deaktivierungssignal zur Einleitung eines
Eingriffs in den Behandlungsablauf erzeugt wird.

[0015] Bei einer weiteren bevorzugten Ausführungs-
form der Blutbehandlungsvorrichtung ist ein akustischer
und/oder optischer Alarmgeber vorgesehen, der von
der Steuereinheit dann aktiviert wird, wenn das Aktivie-
rungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt wird.

[0016] Bei einer Ausführungsform einer Blutbehand-
lungsvorrichtung, die über eine Bilanziereinrichtung und
eine Ultrafiltrationseinrichtung verfügt, wird die Ultrafil-
trationspumpe der Ultrafiltrationseinrichtung von der
Steuereinheit dann deaktiviert, wenn der Blutdruck
unter den vorgegebenen Grenzwert abfällt. Die Deakti-

vierung der Ultrafiltration kann für einen vorbestimmten
Zeitraum erfolgen, bis der Blutdruck wieder auf einen
akzeptablen Wert angestiegen ist.

[0017] Bei einer Blutbehandlungsvorrichtung, deren
Dialysierflüssigkeitsquelle eine Temperiereinheit auf-
weist, mit der mindestens zwei unterschiedliche Tempe-
raturwerte vorgegeben werden können, wird die
Temperiereinheit von der Steuereinheit vorteilhafter-
weise auf eine niedrigere Temperatur eingestellt, wenn
der Blutdruck unter den vorgegebenen Grenzwert
abfällt.

[0018] Um dem Blutdruckabfall entgegenzuwirken,
kann auch die Elektrolytzusammensetzung, insbesond-
ere Na^+ oder K^+ , verändert, z.B. die Na-Konzentration
erhöht werden. Auch ist eine automatische Gabe von
blutdruckstabilisierenden Mitteln möglich. Diese Ein-
griffe in den Behandlungsablauf können von der Blutbe-
handlungsvorrichtung selbständig vorgenommen
werden.

[0019] Im folgenden werden zwei Ausführungsbei-
spiele einer extrakorporalen Blutbehandlungsvorrich-
tung unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher
erläutert.

[0020] Es zeigen:

Figur 1

Eine Hämodialysevorrichtung mit einer Einrichtung
zur nichtinvasiven, kontinuierlichen Überwachung
des Blutdrucks in schematischer Darstellung,

Figuren 2a und 2b

ein Elektrokardiogramm und ein am Finger des
Patienten gemessenes Pulswellensignal zur
Bestimmung der Pulswellenlaufzeit und

Figur 3 eine Hämofiltrationsvorrichtung mit einer
Einrichtung zur nichtinvasiven, kontinuierlichen
Überwachung des Blutdrucks in schematischer
Darstellung.

[0021] Die Hämodialysevorrichtung weist einen Dialy-
sator 1 auf, der durch eine semipermeable Membran 2
in eine Blutkammer 3 und eine Dialysierflüssigkeitskam-
mer 4 getrennt ist. Der Einlaß der Blutkammer ist mit
einem Ende einer Blutzufuhrleitung 5 verbunden, in die
eine Blutpumpe 6 geschaltet ist, während der Auslaß
der Blutkammer 3 mit dem einen Ende einer Blutabfuhr-
leitung 7 verbunden ist, in die eine Tropfkammer 8
geschaltet ist. Der extrakorporale Blutkreislauf weist fer-
ner eine Einrichtung 9 zur automatischen Applikation
eines Bolus, insbesondere einer physiologischen NaCl-
Lösung (typischerweise 200 ml) oder auch online-fil-
trierter Substitutionslösung mit einer Substitutionsrate von
typischerweise 150 ml/min auf. Der Bolus wird über
eine Zufuhrleitung 10, die stromauf der Tropfkammer 8
an die Blutzufuhrleitung 7 angeschlossen ist, dem Pati-
enten zugeführt.

[0022] Das Dialysierflüssigkeitssystem der Hämodia-

lysevorrichtung umfaßt eine Einrichtung 11 zur Aufbereitung der Dialysierflüssigkeit, wobei unterschiedliche Zusammensetzungen der Dialysierflüssigkeit (Elektrolytgabe) vorgegeben werden können. Die Dialysierflüssigkeitsaufbereitungseinrichtung 11 verfügt über eine Temperiereinheit 12, mit der die Temperatur der Dialysierflüssigkeit auf verschiedene Werte eingestellt und konstant gehalten werden kann. Sie ist über den ersten Abschnitt 13 einer Dialysierflüssigkeitszuführleitung mit dem Einlaß der ersten Kammerhälfte 14a einer Bilanziereinrichtung 15 verbunden. Der zweite Abschnitt 16 der Dialysierflüssigkeitszuführleitung verbindet den Auslaß der ersten Bilanzierkammerhälfte 14a mit dem Einlaß der Dialysierflüssigkeitskammer 4. Der Auslaß der Dialysierflüssigkeitskammer 4 ist über den ersten Abschnitt 17 einer Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung mit dem Einlaß der zweiten Bilanzierkammerhälfte 14b verbunden. In den ersten Abschnitt 17a der Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung ist eine Dialysierflüssigkeitspumpe 18 geschaltet. Der Auslaß der zweiten Bilanzierkammerhälfte 14b ist über den zweiten Abschnitt 17b der Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung mit einem Auslauf 19 verbunden. Stromauf der Dialysierflüssigkeitspumpe 18 zweigt von der Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung 17 eine Ultrafiltratleitung 20 ab, die ebenfalls zu dem Auslauf 19 führt. In die Ultrafiltratleitung 20 ist eine Ultrafiltrationspumpe 21 geschaltet.

[0023] Die Hämodialysevorrichtung umfaßt ferner eine zentrale Steuereinheit 22, die über Steuerleitungen 23 bis 27 mit der Blutpumpe 6, der Dialysierflüssigkeitspumpe 18, der Ultrafiltrationspumpe 21, der Einrichtung 11 zur Aufbereitung der Dialysierflüssigkeit und der Einrichtung 9 zur automatischen Applikation eines Bolus verbunden ist.

[0024] Während der Hämodialysebehandlung wird die Blutkammer 3 von dem Blut des Patienten und die Dialysierflüssigkeitskammer 4 des Dialysators 1 von der Dialysierflüssigkeit durchströmt. Da die Bilanziereinrichtung 15 in den Dialysierflüssigkeitsweg geschaltet ist, kann nur soviel Dialysierflüssigkeit über die Dialysierflüssigkeitszuführleitung 16 zufließen, wie Dialysierflüssigkeit über die Dialysierflüssigkeitsabfuhrleitung 17 abfließen kann. Mit der Ultrafiltrationspumpe 21 kann dem Patienten Flüssigkeit entzogen werden.

[0025] Die Hämodialysevorrichtung weist darüber hinaus eine Einrichtung 28 zur kontinuierlichen, nichtinvasiven Überwachung der extrakorporalen Blutbehandlung auf. Die Überwachungseinrichtung 28 überwacht den Blutdruck des Patienten während der Dialysebehandlung und erzeugt ein Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal für die Einleitung eines Eingriffs in den Behandlungsablauf, wenn der Blutdruck des Patienten plötzlich abfällt, um dem Blutdruckabfall entgegenzuwirken.

[0026] Nachfolgend wird das Meßverfahren zur kontinuierlichen, nichtinvasiven Überwachung des Blutdrucks unter Bezugnahme auf Figur 2 im einzelnen

beschrieben.

[0027] Die kontinuierliche, nichtinvasive Messung des Blutdrucks beruht auf der Analyse der Pulswellengeschwindigkeit bzw. Pulswellenlaufzeit. Die Blutdruckwelle, die auch als Puls bezeichnet wird, ist auf den Druckanstieg in der Aorta während der Systole zurückzuführen. Sie pflanzt sich über das gesamte arterielle Gefäßsystem mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeit von 4 bis 6 m/s fort. Als Pulswellengeschwindigkeit (PWG) wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswelle im arteriellen Gefäßsystem bezeichnet. Sie nimmt bei erhöhtem Blutdruck zu, da sich die Dehnbarkeit der Gefäßwand infolge des erhöhten Drucks reduziert. Die Pulswellengeschwindigkeit ist der Quotient aus der Länge einer bestimmten Strecke und der Laufzeit der Pulswelle, um diese Strecke zurückzulegen. Zwischen der Pulswellengeschwindigkeit (PWG) und dem Blutdruck besteht der folgende Zusammenhang (Med. & Biol. Eng. & Comput. 1986, 24, 248-254):

$$PWG = \sqrt{\frac{1}{\rho} \cdot \frac{dP}{dV} \cdot V} \quad (1)$$

wobei V das Blutvolumen ist, dV die Änderung des Blutvolumens, dP die Änderung des Blutdrucks und ρ die Massendichte des Blutes ist.

[0028] Zwischen der Pulswellengeschwindigkeit (PWG) bzw. Pulswellenlaufzeit (PWLZ) und dem systolischen und diastolischen oder mittleren Blutdruck (P) besteht ein annähernd linearer Zusammenhang. Der Blutdruck kann aus der Pulswellengeschwindigkeit bzw. Pulswellenlaufzeit annähernd nach den folgenden Gleichungen

$$P = \frac{1}{a} (PWG - b) \quad (2)$$

$$P = \frac{1}{n} (m - PWLZ) \quad (3)$$

berechnet werden, wobei a und b bzw. m und n patientenabhängige Konstanten sind, die in Vergleichsmessungen mit einem absoluten Blutdruckmeßgerät bestimmt werden können.

[0029] Zur Bestimmung der Pulswellenlaufzeit wird ein Elektrokardiogramm (EKG) aufgenommen und die auf die Herzkontraktionen zurückzuführenden Pulswellen werden an einer Körperstelle, die möglichst weit vom Herzen entfernt ist, beispielsweise an einem Finger des Patienten, detektiert. Wenn der Patient an eine extrakorporale Blutbehandlungseinrichtung angeschlossen ist, können die Pulswellen auch mit einem Drucksensor im extrakorporalen Kreislauf detektiert werden.

[0030] Figur 2a zeigt das Elektrokardiogramm, während Figur 2b das auf die Herzkontraktion zurückzufüh-

rende Pulswellensignal des Patienten zeigt. Als erster Bezugspunkt für die Messung der Pulswellenlaufzeit wird die R-Zarke im Elektrokardiogramm herangezogen (t_0). Den zweiten Bezugspunkt (t_1) bildet der Druckanstieg der Pulswelle. Zur Bestimmung der Pulswellenlaufzeit wird die Zeitdauer zwischen den Zeitpunkten t_0 und t_1 bestimmt. In dem Pulswellensignal kann hierfür ein bestimmter Bezugspunkt C, beispielsweise an der ansteigenden Flanke des Pulswellensignals, festgelegt werden.

[0031] Aus der Pulswellenlaufzeit $PWLZ = t_1 - t_0$ kann dann der Blutdruck nach den obigen Gleichungen berechnet werden, wobei die patientenabhängigen Konstanten m und n durch Vergleichsmessungen mit einem konventionellen Blutdruckmeßgerät bestimmt werden.

[0032] Die Einrichtung 28 zur Überwachung der extrakorporalen Blutbehandlung weist zur Aufnahme des Elektrokardiogramms einen Elektrokardiographen 45 auf. Derartige Geräte sind bekannt, so daß sich eine weitere Erläuterung erübrigt. Desweiteren verfügt die Überwachungseinrichtung 28 über einen Photoplethysmographen 29 zur Detektion der Pulswellen am Finger des Patienten. Der Photoplethysmograph weist einen Klammer- oder Klebsensor 30 auf, der aus einer infraroten LED 31a und einer Photodiode 31b besteht. Der Elektrokardiograph 45 und die Einrichtung zur Detektion der Pulswellen sind über Datenleitungen 32, 33 mit einer Auswertereinheit 34 verbunden. Die Auswertereinheit 34 analysiert den Kurvenverlauf des Elektrokardiogramms und des Fingerpulssignals (Figur 2) und bestimmt die Pulswellenlaufzeit $t_1 - t_0$, die eine Angabe für den relativen Blutdruck darstellt. Hierzu umfaßt die Auswertereinheit eine Recheneinheit. In einem Komparator 36, der über eine Datenleitung 35 mit der Auswertereinheit 34 verbunden ist, wird die relative Änderung des Blutdrucks mit einem vorgegebenen Grenzwert verglichen. Wenn die relative Änderung des Blutdrucks unter den Grenzwert abfällt, erzeugt der Komparator ein Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal, das die Steuereinheit 22 der Hämodialysevorrichtung über eine Datenleitung 37 empfängt.

[0033] Die Bestimmung der Pulswellen kann entweder mit dem Photoplethysmographen 29 oder mit einem Drucksensor 46 erfolgen, der in den bekannten Hämodialysevorrichtungen zur arteriellen Drucküberwachung in der arteriellen Blutzuführleitung 5 stromauf der Blutpumpe 6 ohnehin vorgesehen ist. Die Auswertereinheit 34 empfängt das Pulssignal des Drucksensors 46 über eine Datenleitung 47. Da es sich bei der Detektion der Pulswellen mit dem Drucksensor 46 um eine alternative Ausführungsform handelt, ist die Datenleitung 47 in Figur 1 gestrichelt dargestellt. Prinzipiell ist es aber auch möglich, daß sowohl das Signal des Photoplethysmographen 29 als auch das Signal des Drucksensors 46 ausgewertet wird.

[0034] Die Steuereinheit 22 ist über eine Datenleitung 38 mit einer Eingabeeinheit 39 verbunden, über die der

Benutzer vorgeben kann, welche Maßnahmen ergriffen werden sollen, um dem plötzlichen Blutdruckabfall entgegenzuwirken.

[0035] Ist der Taster 39a gedrückt, steuert die Steuereinheit 22 die Temperiereinheit 12 der Einrichtung 11 zur Aufbereitung der Dialysierflüssigkeit über die Steuerleitung 23 derart an, daß die Temperiereinheit eine niedrigere Temperatur für die Dialysierflüssigkeit einstellt, wenn die Steuereinheit 22 von dem Komparator 36 das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal empfängt, d.h. ein plötzlicher Blutdruckabfall auftritt. Ist der Schalter 39b gedrückt, steuert die Steuereinheit 22 bei einem plötzlichen Blutdruckabfall die Ultrafiltrationspumpe 21 über die Steuerleitung 24 derart an, daß diese angehalten wird. Die Einstellung einer niedrigeren Dialysierflüssigkeitstemperatur bzw. die Unterbrechung der Ultrafiltration kann für einen vorgegebenen Zeitraum erfolgen, es ist aber auch möglich, die Steuereinheit derart auszubilden, daß wieder zu dem normalen Behandlungsablauf dann übergegangen wird, wenn sich der Blutdruck wieder stabilisiert hat, d.h. die Steuereinheit 22 das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal nicht mehr empfängt. Hat der Benutzer den Schalter 39c gedrückt, aktiviert die Steuereinheit 22 bei einem plötzlichen Blutdruckabfall über die Steuerleitung 26 die Einrichtung 9 zur automatischen Applikation eines Bolus, beispielsweise 200 ml physiologische NaCl-Lösung, so daß sich der Blutdruck des Patienten wieder stabilisieren kann. Die Applikation eines Bolus kann einmalig oder für den Fall, daß sich der Blutdruck des Patienten nicht stabilisiert hat, mehrfach in unterschiedlichen Mengen erfolgen. Ist der Taster 39d gedrückt, steuert die Steuereinheit 22 die Dialysierflüssigkeitsaufbereitungseinrichtung 11 derart an, daß die Zusammensetzung der Dialysierflüssigkeit verändert wird.

[0036] Die Überwachungseinrichtung 28 weist ferner einen akustischen und/oder optischen Alarmgeber 41 auf, der bei einem plötzlichen Blutdruckabfall von der Steuereinheit 22 über eine Steuerleitung 42 aktiviert wird.

[0037] Die Steuereinheit 22 ist derart ausgebildet, daß die oben beschriebenen Maßnahmen zur Stabilisierung des Blutdrucks unabhängig voneinander oder in Kombination eingeleitet werden können.

[0038] Um auch absolute Werte für den systolischen und diastolischen bzw. mittleren Blutdruck messen und anzeigen zu können, weist die Hämodialysevorrichtung einen absoluten Blutdruckmesser 43 mit einer aufblasbaren Gummimanschette auf, die mit einem Manometer verbunden ist. Derartige Meßeinrichtungen zur indirekten Blutdruckmessung, die vollautomatisch arbeiten, sind bekannt, so daß sich eine nähere Beschreibung erübrigt. Das Ausgangssignal des Blutdruckmessers 43 wird über eine Datenleitung 44 der Auswertereinheit 34 zugeführt, die in der Recheneinheit aus den absoluten Meßwerten die patientenabhängigen Konstanten der Gleichung 3 bestimmt. Nach der Kalibrierung ist dann

eine kontinuierliche Messung des Blutdrucks allein durch Bestimmung der Pulswellenlaufzeit möglich. Die gemessenen Blutdruckwerte können auch auf einer (nicht dargestellten Anzeigeeinheit) angezeigt werden. Die Manschettenmessung zur Bestimmung absoluter Blutdruckwerte kann dann automatisch gestartet werden, wenn die relativen Blutdruckwerte unter den vorgegebenen Grenzwert abfallen.

[0039] Figur 3 zeigt eine Hämodilutionsvorrichtung mit einer Einrichtung zur kontinuierlichen, nicht invasiven Überwachung der extrakorporalen Blutbehandlung. Die Hämodilutionsvorrichtung weist einen Hämodilutor 1' auf, der durch eine semipermeable Membran 2' in eine erste Kammer 3' und eine zweite Kammer 4' getrennt ist. Der Einlaß der ersten Kammer 3' ist mit einem Ende einer Blutzuführleitung 5, verbunden, in die eine Blutpumpe 6' geschaltet ist, während der Auslaß der ersten Kammer 3' mit dem einen Ende einer Blutabführleitung 7' verbunden ist, in die eine Tropfkammer 8' geschaltet ist.

[0040] Die Hämodilutionsvorrichtung verfügt über eine Einrichtung 11' zur Bereitstellung eines Substituts, die über eine Substitutleitung 16', in die eine Kammer 14a' einer Bilanziereinrichtung 15' geschaltet ist, mit der Tropfkammer 8' in Verbindung steht. Von der zweiten Kammer 4' des Hämodilutors 1' zweigt eine Filtratleitung 20' ab, die über die zweite Kammer 14b' der Bilanziereinrichtung 15' zu einem Auslaß 19' führt. In die Filtratleitung 20' ist stromauf der Bilanziereinrichtung 15' eine Ultrafiltrationspumpe 21' geschaltet.

[0041] Die Hämodilutionsvorrichtung umfaßt ferner eine zentrale Steuereinheit 22, die über Steuerleitungen 27', 28' mit der Blutpumpe 6' und der Ultrafiltrationspumpe 21' verbunden ist.

[0042] Während der Hämodilution wird dem Patienten mit der Ultrafiltrationspumpe 21' Flüssigkeit entzogen, während dem Patienten Substitut wieder zugeführt wird.

[0043] Die Überwachungseinrichtung 28' der Hämodilutionsvorrichtung entspricht in ihrem Aufbau und ihrer Funktion der Überwachungseinrichtung der Hämodialysevorrichtung gemäß der Figuren 1 bis 3, so daß auf die obige Beschreibung Bezug genommen werden kann. Die Überwachungseinrichtung 28' weist einen Elektrokardiographen 45' zur Aufnahme des Elektrokardiogramms und einen Photoplethysmographen 29' zur Detektion der Pulswellen am Finger der Patienten auf. Der Elektrokardiograph 45' und der Photoplethysmograph 29' sind über Datenleitungen 32', 33' mit einer Auswertereinheit 34' verbunden, die den Kurvenverlauf des Elektrokardiogramms und des Fingerpulssignals analysiert und die Pulswellenlaufzeit $t_1 - t_0$ bestimmt. In einem Komparator 36', der über eine Datenleitung 35' mit der Auswertereinheit 34' verbunden ist, wird die relative Änderung des Blutdrucks mit einem vorgegebenen Grenzwert verglichen. Wenn die relative Änderung des Blutdrucks unter den Grenzwert abfällt, erzeugt der Komparator 36' ein Aktivierungs- bzw. Deaktivierungs-

signal, das die Steuereinheit 22' der Hämodilutionsvorrichtung über eine Datenleitung 37' empfängt.

[0044] Die Steuereinheit 22' ist über eine Datenleitung 38' mit einer Eingabeinheit 39' verbunden, über die Benutzer wie bei der Hämodialysevorrichtung vorgeben kann, welche Maßnahmen ergriffen werden sollen, um dem plötzlichen Blutdruckabfall entgegenzuwirken.

[0045] Die Überwachungseinrichtung 28' weist ferner einen akustischen und/oder optischen Alarmgeber 41' auf, der bei einem plötzlichen Blutdruckabfall von der Steuereinheit 22' über eine Steuerleitung 42' aktiviert wird.

[0046] Ein absoluter Blutdruckmesser 43' mit einer aufblasbaren Gummimanschette, der über eine Datenleitung 44' mit der Auswertereinheit 34' verbunden ist, erlaubt die Bestimmung absoluter Blutdruckwerte.

[0047] Wie bei der unter Bezugnahme auf die Figuren 1 bis 3 beschriebenen Hämodilutionsvorrichtung kann die Detektion der Pulswellen entweder mit dem Photoplethysmographen am Finger des Patienten oder mit einem in der arteriellen Blutzuführleitung angeordneten Drucksensor 46' erfolgen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur kontinuierlichen Überwachung einer extrakorporalen Blutbehandlung, bei der einem Patienten oder Spender entnommenes Blut in einem extrakorporalen Kreislauf in eine Blutbehandlungseinrichtung strömt und aus der Blutbehandlungseinrichtung zurück zum Patienten strömt, mit folgenden Verfahrensschritten:

- Bestimmen der Ausbreitungsgeschwindigkeit der sich über das arterielle Gefäßsystem des Patienten fortpflanzenden Pulswellen, die durch dessen Herzkontraktionen erzeugt werden, oder der Laufzeit der Pulswellen über eine Strecke des Gefäßsystems mit einer vorgegebenen Länge,
- Bestimmen einer mit dem Blutdruck korrelierenden Größe aus der Pulswellengeschwindigkeit oder der Pulswellenlaufzeit,
- Vergleichen der mit dem Blutdruck korrelierenden Größe oder der relativen Änderung der mit dem Blutdruck korrelierenden Größe mit einem vorgegebenen Grenzwert und
- Erzeugen eines Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignals zur Einleitung eines Eingriffs in den Behandlungsablauf, wenn die mit dem Blutdruck korrelierende Größe oder die relative Änderung der mit dem Blutdruck korrelierenden Größe unter den vorgegebenen Grenzwert abfällt.

2. Verfahren zur kontinuierlichen Überwachung einer extrakorporalen Blutbehandlung, nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Blut eine erste Kammer eines durch eine semipermeable Membran in die erste Kammer und eine zweite Kammer unterteilten Hämofilters durchströmt, wobei Filtrat aus der zweiten Kammer des Hämofilters abgezogen wird. 5
3. Verfahren zur kontinuierlichen Überwachung einer extrakorporalen Blutbehandlung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Blut eine Blutkammer eines durch eine semipermeable Membran in die Blutkammer und eine Dialysierflüssigkeitskammer unterteilten Dialysators durchströmt, wobei Dialysierflüssigkeit in einem Dialysierflüssigkeitsweg die Dialysierflüssigkeitskammer des Dialysators durchströmt. 10 15
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß der Schritt des Bestimmens der Pulswellenlaufzeit folgende Schritte umfaßt: 20
 - Aufnahme eines Elektrokardiogramms (EKG) 25
 - Bestimmen des Zeitpunktes t_0 der R-Zacke im Elektrokardiogramm
 - Detektieren des Zeitpunktes t_1 der Pulswellen und 30
 - Bestimmen der Pulswellenlaufzeit aus der Zeit zwischen den Zeitpunkten t_0 und t_1 . 35
5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Pulswellen mit einem im extrakorporalen Blutkreislauf angeordneten Drucksensor detektiert werden. 40
6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Drucksensor zum Detektieren der Pulswellen im extrakorporalen Kreislauf stromauf des Dialysators bzw. Hämofilters angeordnet ist. 45
7. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Pulswellen an einer Körperstelle, insbesondere an einem Finger des Patienten detektiert werden. 50
8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Blutdruck aus der Pulswellenlaufzeit nach der folgenden Gleichung berechnet wird. 55

$$P = \frac{1}{n} (m - PWLZ)$$

wobei m, n patientenabhängige Konstanten sind.

9. Vorrichtung zur extrakorporalen Blutbehandlung mit einer
 - Blutzuführleitung (5, 5') eines extrakorporalen Blutkreislaufs zum Anschluß an einen Patienten oder Spender, die an einem Ende mit dem Einlaß einer Blutbehandlungseinrichtung (1, 1') verbunden ist und an dem anderen Ende mit dem Gefäßsystem des Patienten oder Spenders verbindbar ist,
 - Blutabführleitung (7, 7') des extrakorporalen Blutkreislaufs zum Anschluß an den Patienten oder Spender, die an einem Ende mit dem Auslaß der Blutbehandlungseinrichtung (1, 1') verbunden ist und an dem anderen Ende mit dem Gefäßsystem des Patienten oder Spenders verbindbar ist, gekennzeichnet durch,
 - eine Einrichtung (28') zur kontinuierlichen Überwachung der extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung mit
 - Mitteln (45', 29', 34', 36') zum Bestimmen der Ausbreitungsgeschwindigkeit der sich über das arterielle Gefäßsystem des Patienten fortpflanzenden Pulswellen, die durch dessen Herzkontraktionen erzeugt werden, oder der Laufzeit der Pulswellen über eine Strecke des Gefäßsystems mit einer vorgegebenen Länge,
 - Mitteln (34') zum Bestimmen einer mit dem Blutdruck korrelierenden Größe aus der Pulswellengeschwindigkeit oder Pulswellenlaufzeit,
 - Mitteln (36') zum Vergleichen der mit dem Blutdruck korrelierenden Größe oder der relativen Änderung der mit dem Blutdruck korrelierenden Größe mit einem vorgegebenen Grenzwert und zur Erzeugung eines Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignals und
 - einer das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal empfangende Steuereinheit (22') zur Einleitung eines Eingriffs in den Behandlungsablauf, wenn das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt wird.
10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Blutbehandlungseinrichtung einen Hämofilter (1') umfaßt, der eine erste Kammer (3') und eine zweite Kammer (4') aufweist, die von einer semipermeablen Membran (2') getrennt sind, wobei die Blutzuführleitung (5') mit dem Einlaß der ersten Kammer (3') und die Blutabführlei-

tung (7') mit dem Auslaß der ersten Kammer verbunden und in Blutzuführ- oder abführleitung (5', 7') eine Blutpumpe (6') geschaltet ist, und daß eine von der zweiten Kammer (4') des Hämofilters (1') abzweigende und zu einem Auslaß führende Filtratleitung vorgesehen ist, in die eine Ultrafiltrationsleitung geschaltet ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Blutbehandlungseinrichtung einen Dialysator (1) umfaßt, der eine Blutkammer (3) und eine Dialysierflüssigkeitskammer (4) aufweist, die von einer semipermeablen Membran (2) getrennt sind, wobei die Blutzuführleitung (5) mit einem Einlaß der Blutkammer (3) und die Blutabführleitung (7) mit einem Auslaß der Blutkammer verbunden ist, und daß eine Dialysierflüssigkeitsquelle (11), die über eine Dialysierflüssigkeitszuführleitung (13, 16) mit einem Einlaß der Dialysierflüssigkeitskammer verbunden ist, eine mit einem Auslaß der Dialysierflüssigkeitskammer verbundene Dialysierflüssigkeitsabführleitung (17a, 17b), eine in die Blutzuführ- oder abführleitung geschaltete Blutpumpe (6) und einen in die Dialysierflüssigkeitszuführ- oder abführleitung geschaltete Dialysierflüssigkeitspumpe (18) vorgesehen sind.
12. Blutbehandlungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Mittel zum Bestimmen der Pulswellenlaufzeit eine Einrichtung (45) zur Ermittlung eines Elektrokardiogramms und eine Einrichtung (29) zur Detektion der Pulswellen an einer Körperstelle, insbesondere einem Finger des Patienten, und eine Einrichtung (34) zum Bestimmen der Zeit zwischen dem Zeitpunkt t_0 umfaßt, zu dem die R-Zacke im Elektrokardiogramm auftritt und dem Zeitpunkt t_1 , zu dem die Pulswelle detektiert wird, die auf die Herzkontraktion zurückzuführen ist.
13. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung (29) zur Detektion der Pulswellen eine die Pulswellen an einer Körperstelle, insbesondere einem Finger des Patienten detektierende Einrichtung ist.
14. Vorrichtung nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung (29) zur Detektion der Pulswellen ein im extrakorporalen Kreislauf angeordneter Drucksensor ist.
15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Drucksensor stromauf des Dialysators (1) bzw. des Hämofilters (1') angeordnet ist.
16. Blutbehandlungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß

die Mittel (34) zum Bestimmen einer mit dem Blutdruck korrelierenden Größe eine Recheneinheit aufweisen, die derart ausgebildet ist, daß aus der Pulswellenlaufzeit der Blutdruck nach der folgenden Gleichung bestimmbar ist,

$$P = \frac{1}{n} (m - PWLZ)$$

wobei m, n patientenabhängige Konstanten sind.

17. Blutbehandlungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß eine Einrichtung (9) zur Applikation eines Bolus, insbesondere einer vorbestimmten Menge einer NaCl-Lösung, in die Blutzuführ- oder -abführleitung vorgesehen ist, die von der Steuereinheit (22) dann aktiviert wird, wenn das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt wird.
18. Blutbehandlungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 9 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß ein akustischer oder optischer Alarmgeber (41) vorgesehen ist, der von der Steuereinheit (22) dann aktiviert wird, wenn das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt wird.
19. Blutbehandlungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß eine mindestens zwei Bilanzkammerhälften (14a, 14b) aufweisende Bilanziereinrichtung (15) vorgesehen ist, deren eine Bilanzkammerhälfte (14a) in die Dialysierflüssigkeitszuführleitung (13, 16) und deren andere Bilanzkammerhälfte (14b) in die Dialysierflüssigkeitsabführleitung (17a, 17b) geschaltet ist, und eine Ultrafiltrationseinrichtung vorgesehen ist, die eine von der Dialysierflüssigkeitsabführleitung stromauf der Bilanziereinrichtung abzweigende Ultrafiltratabführleitung (20) aufweist, in die eine Ultrafiltrationspumpe (21) geschaltet ist, die von der Steuereinheit (22) dann deaktiviert wird, wenn das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt wird.
20. Blutbehandlungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Dialysierflüssigkeitsquelle (11) eine Temperatureinheit (12) aufweist, die derart ausgebildet ist, daß mindestens zwei unterschiedliche Temperaturwerte einstellbar sind, wobei die Temperatureinheit von der Steuereinheit (22) auf die niedrigere Temperatur einstellbar ist, wenn das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt wird.
21. Blutbehandlungsvorrichtung nach einem der Ansprüche 11 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß eine Einrichtung (11') zur Aufbereitung der Dialy-

sierflüssigkeit vorgesehen ist, die derart ausgebildet ist, daß mindestens zwei unterschiedliche Dialysierflüssigkeitszusammensetzungen einstellbar sind, wobei die Einrichtung zur Aufbereitung der Dialysierflüssigkeit von der Steuereinheit (22') 5 auf eine der mindestens zwei Dialysierflüssigkeitszusammensetzungen einstellbar ist, wenn das Aktivierungs- bzw. Deaktivierungssignal erzeugt wird.

10

15

20

25

30

35

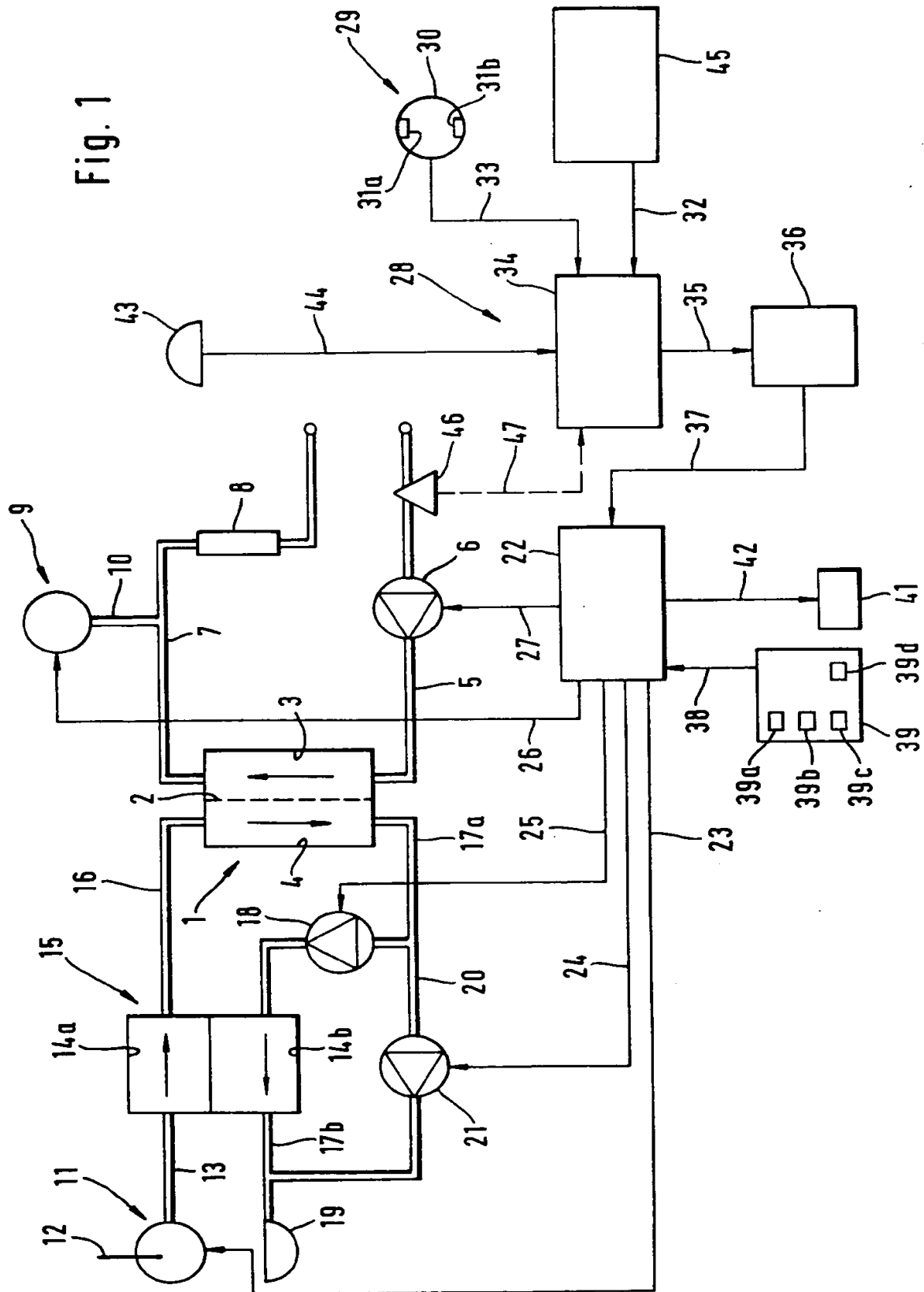
40

45

50

55

Fig. 1



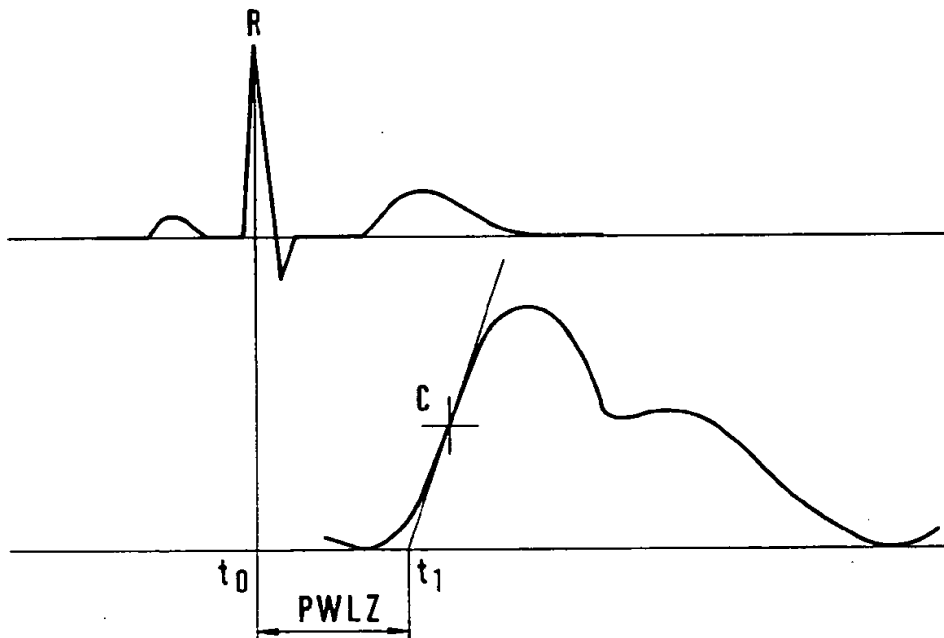
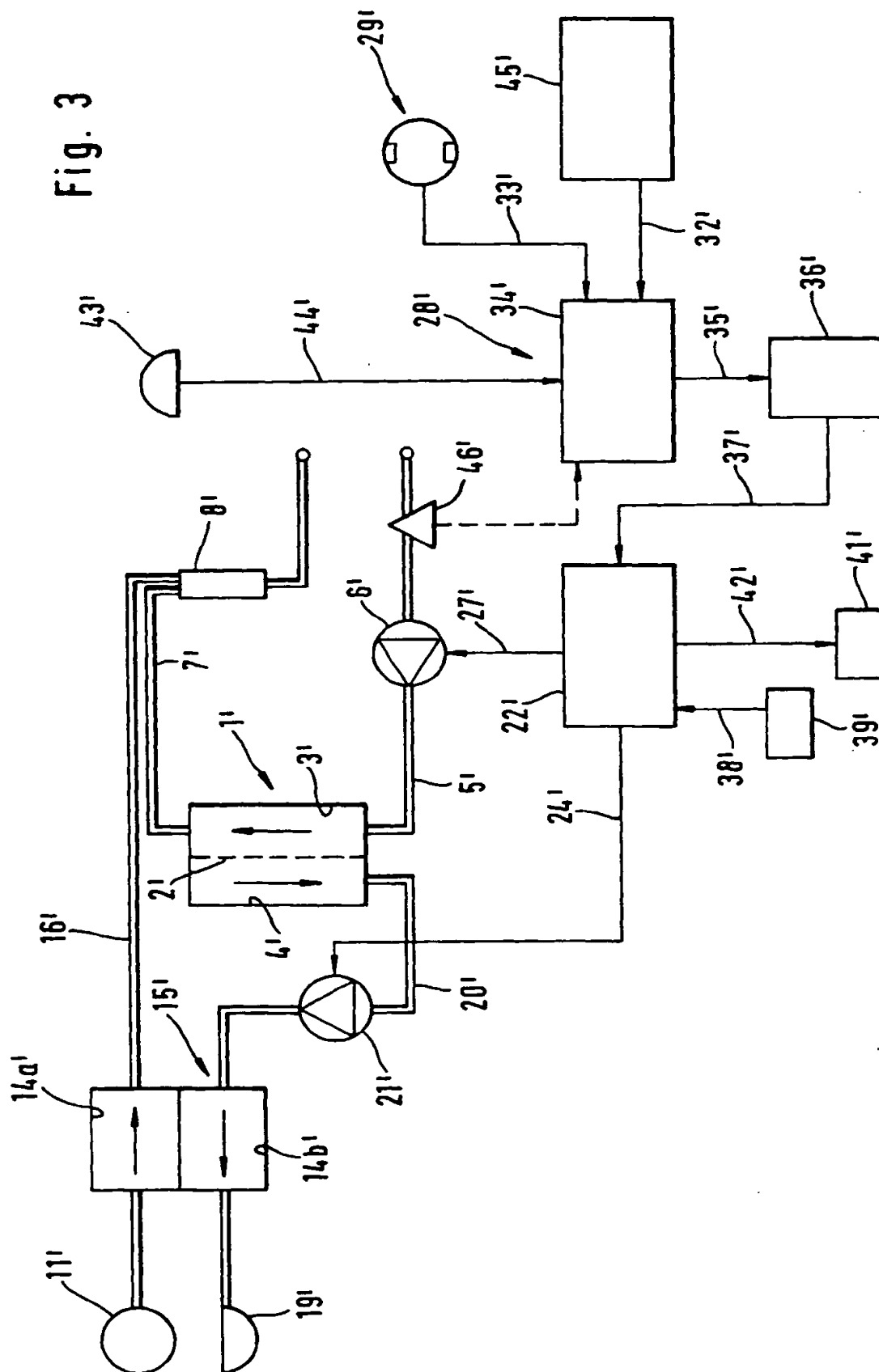


Fig. 2a

Fig. 2b

Fig. 3





Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER TEILRECHERCHENBERICHT

der nach Regel 45 des Europäischen Patent-
übereinkommens für das weitere Verfahren als
europäischer Recherchenbericht gilt

Nummer der Anmeldung

EP 98 11 9568

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
Y	US 5 564 427 A (ASO SHIGERU ET AL) 15. Oktober 1996 * Spalte 1, Zeile 6 - Zeile 12 * * Spalte 2, Zeile 42 - Zeile 46 * * Spalte 3, Zeile 39 - Zeile 53 * * Spalte 4, Zeile 17 - Zeile 40 * * Abbildungen *	9,12-14, 16-18,21	A61M1/36 A61B5/0285
A	---	19	
Y	US 4 710 164 A (LEVIN NATHAN W ET AL) 1. Dezember 1987 * Spalte 1, Zeile 13 - Zeile 51 * * Spalte 2, Zeile 1 - Zeile 48 * * Abbildungen *	9,12-14, 16-18,21	

			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)
			A61M A61B
UNVOLLSTÄNDIGE RECHERCHE			
<p>Die Recherchenabteilung ist der Auffassung, daß ein oder mehrere Ansprüche, den Vorschriften des EPU in einem solchen Umfang nicht entspricht bzw. entsprechen, daß sinnvolle Ermittlungen über den Stand der Technik für diese Ansprüche nicht, bzw. nur teilweise, möglich sind.</p> <p>Vollständig recherchierte Patentansprüche:</p> <p>Unvollständig recherchierte Patentansprüche:</p> <p>Nicht recherchierte Patentansprüche:</p> <p>1-8</p> <p>Grund für die Beschränkung der Recherche:</p> <p>Artikel 52 (4) EPÜ - Diagnostizierverfahren, die am menschlichen oder tierischen Körper vorgenommen werden</p>			
Recherchenort		Abechlußdatum der Recherche	
DEN HAAG		14. Januar 1999	
		Prüfer	
		Vereecke, A	
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTEN			
<p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet</p> <p>Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie</p> <p>A : technologischer Hintergrund</p> <p>O : nichtschriftliche Offenbarung</p> <p>P : Zwischenliteratur</p> <p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze</p> <p>E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>D : in der Anmeldung angeführtes Dokument</p> <p>L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument</p> <p>& : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>			

EPO FORM 1503 03 82 (P04C09)

**ANHANG ZUM EUROPÄISCHEN RECHERCHENBERICHT
 ÜBER DIE EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG NR.**

EP 98 11 9568

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten europäischen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
 Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

14-01-1999

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5564427 A	15-10-1996	JP 2764702 B	11-06-1998
		JP 7313472 A	05-12-1995
US 4710164 A	01-12-1987	EP 0311709 A	19-04-1989

EPO FORM P0461

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82